

مقایسه ی استراتژی های کنترل حرکت زانو در دو زنجیره ی باز و بسته ی حرکتی در زنان مبتلا به سندرم درد کشکی رانی و زنان سالم

مهديه سادات آل احمد^۱، دکتر حسین باقری^۲، دکتر سعید طالبیان مقدم^۲، دکتر غلامرضا علیایی^۲، دکتر محمد رضا هادیان^۲

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
۲- دکتری تخصصی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: وضعیت ساختارهای عضلانی از جمله کوآدریسپس و همسترینگ در ایجاد و سیر پیشرفت سندرم درد کشکی رانی نقش دارند. به دلیل تاثیر متفاوت تمرین های زنجیره باز و بسته بر روی زانو، هدف از این مطالعه بررسی کنترل حرکت عضلات زانو از دیدگاه شاخص پاسخ ارادی در هر دو زنجیره حرکتی می باشد.

روش بررسی: ۱۲ زانوی سالم و ۱۲ زانوی مبتلا (۶ زن در هر گروه) مورد بررسی قرار گرفتند. حین انجام حرکت اکستنشن- فلکشن زانو به وسیله دینامومتر ایزو کینتیک بیودکس و حرکت نیمه چمباتمه روی یک پا، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات وستوس مدیالیس ابلیک، رکتوس فموریس، وستوس لترالیس و بایسپس فموریس ثبت شد. سپس شاخص پاسخ ارادی برای هر آزمون محاسبه گردید.

یافته ها: شاخص پاسخ ارادی در گروه بیماران در مقایسه با گروه سالم تفاوت معناداری نشان نداد. ($P > 0.05$) همبستگی بین ضریب قرینگی و برآیند فعالیت عضلات در گروه بیماران دیده شد.

نتیجه گیری: احتمالاً شاخص پاسخ ارادی در اختلالات با شدت کم، قدرت تشخیص مناسبی ندارد و نمی تواند بین گروه سالم و بیمار افتراق نشان دهد. همبستگی دیده شده در گروه بیماران ممکن است بیانگر هم زمانی فعالیت عضلات در آنها باشد.

کلید واژه ها: سندرم درد کشکی-رانی، کنترل حرکت، شاخص پاسخ ارادی، الکترومایوگرافی سطحی

(ارسال مقاله ۱۳۹۴/۳/۱۰، پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۶/۲۱)

نویسنده مسئول: تهران، خیابان انقلاب، پیچ شمیران، نبش کوچه صفی علیشاه، پلاک ۳۳۶، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

Email: hbagheri@tums.ac.ir

مقدمه

باعث جابجایی خارجی کشکک شده و فشار را در فست خارجی زیاد کند. (۴)

در این بیماران بعد از رفع علائم حاد، از تمرین درمانی استفاده می شود. تمرین در زنجیره حرکتی بسته و باز دارای اثر بیومکانیکی متفاوتی بر روی اندام تحتانی به ویژه زانو می باشد. در تمرین های زنجیره حرکتی باز، نیروهای فشارنده و برشی در مفصل ایجاد می شود اما تمرین در زنجیره حرکتی بسته نیروی برشی کمتری ایجاد می کند.

با توجه به آنچه در بالا ذکر شد، به دلیل نقشی که عضلات در بروز و سیر پیشرفت این بیماری دارند، و همچنین تفاوت تاثیر دو نوع ورزش زنجیره باز و بسته بر مفصل زانو، قصد داریم تا در این مطالعه به بررسی توزیع الکترومایوگرافی عضلات اکستانسور زانو و بایسپس فموریس با دیدگاه شاخص پاسخ ارادی (Voluntary response index: VRI) در هر دو زنجیره حرکتی، در گروه سالم و مبتلا به PFPS بپردازیم.

سندرم درد کشکی رانی Patellofemoral pain syndrome: PFPS درد در پشت یا اطراف کشکک که در اثر تغییرات فیزیکی و بیوشیمیایی در مفصل کشکی رانی اتفاق می افتد، تعریف میشود در دهه ی دوم و سوم زندگی که افراد باید در زندگی روزانه فعال باشند، شیوع دارد. (۱)

وضعیت ساختارهای عضلانی در بروز و روند این سندرم نقش دارند بطوریکه سفتی عضله ی همسترینگ می تواند حین انجام فعالیت اندکی فلکشن در زانو ایجاد کند و یا باعث شود که عضله ی کوآدریسپس نیروی بیشتری را برای غلبه بر مقاومت پسو عضله ی همسترینگ تولید کند؛ هر دوی این موارد منجر به افزایش نیروی واکنشی (Reaction force) در مفصل کشکی رانی می گردد. (۲) در نهایت منجر به استرس زیاد در مفصل کشکی رانی شده و فرد را برای ایجاد علائم مستعد می گرداند. (۳) همچنین ضعف عضله ی کوآدریسپس به خصوص وستوس مدیالیس ابلیک در مقایسه با وستوس لترالیس، می تواند

عدم توانایی در تکمیل مراحل آزمایش بود. نمونه‌ها پس از تکمیل رضایتمانه و آموزش در این تحقیق شرکت کردند. مراحل آزمون به شرح ذیل انجام می‌شد؛ پر کردن فرم مشخصات فردی و سلامت، آشنایی با هدف و چگونگی اجرای آزمون، تمرین و گرم کردن، آماده سازی فرد و قرار دادن الکترودهای ثبات الکترومیوگرافی روی عضلات وستوس مدیالیس ابلیک، رکتوس فموریس، وستوس لترالیس و بایسپس فموریس هر دو اندام تحتانی بر اساس دستورالعمل SENIAM. (۶) آزمون زنجیره بسته به این صورت انجام میشد؛ فرد کنار تخت ایستاده، گونیامتر دیجیتال ساخت شرکت INSIZE بر روی سطح خارجی ران و ساق به نحوی قرار میگرفت که محور چرخش آن در سطح خارجی فضای مفصلی زانو واقع میشد. سپس بازوهای الکتروگونیامتر توسط چسب محکم میشد. پای دیگر فرد ۹۰ درجه از زانو خم میشد. در حالیکه تنه‌ی فرد صاف بود، حرکت نیمه چمباتمه روی یک پا را تا زاویه ۶۰ درجه فلکشن در مدت ۵ ثانیه انجام داده، ۵ ثانیه در آن وضعیت می‌ماند و سپس در ۵ ثانیه به حالت اول بر می‌گشت. ۳۰ ثانیه استراحت کرده و ۵ مرتبه این حرکت تکرار می‌شد و سپس آزمون از پای مقابل گرفته می‌شد. از داده‌های الکترومیوگرافی در مرحله پایین آوردن تنه و بالا بردن تنه، برای آنالیز استفاده شد. بعد از آن فرد بر روی دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک بابودکس سیستم ۳ (Biodex system 3 isokinetic dynamometer) ساخت کشور امریکا، نشسته، مفصل ران در زاویه ۵۵ درجه تنظیم می‌شد، و محور دستگاه با محور چرخش مفصل زانو (در محاذات خط مفصلی زانو در سمت خارج) منطبق شده و یک استرپ در بالای زانو برای ایجاد ثبات بسته می‌شد؛ همچنین استرپ دور مچ پا را به اندازه ۲ بند انگشت بالای قوزک خارجی می‌بستیم. سپس دستگاه به گونه‌ای تنظیم می‌شد که دامنه حرکتی زانو در این حالت در ۹۰ تا ۱۰ درجه فلکشن اجازه داده شود. نوع انقباض ایزواینرشیال، با نیروی ۱۰ و ۲۰ نیوتن بود. ۵ تکرار در هر کدام از نیروها انجام می‌شد و همزمان الکترومیوگرافی از عضلات توسط دستگاه الکترومیوگرافی Data log Biometrics Ltd، ۸ کاناله، فرکانس نمونه‌گیری ۱ کیلو هرتز و عرض باند ۴۸۰-۲۰، ساخت کشور امریکا ثبت می‌گشت. فاصله زمانی بین آزمون زنجیره بسته و زنجیره باز ۱۵ دقیقه و بین نیروهای ۱۰ و ۲۰ نیوتن ۵ دقیقه بود. در تمامی آزمون‌ها برای دقت بیشتر در تحلیل اطلاعات سه تکرار میانی انتخاب شد. از کلیه اطلاعات به دست آمده از این مراحل برای بررسی شاخص قرینگی و برآیند فعالیت عضلات استفاده شد.

شاخص پاسخ ارادی یک مقیاس برای بررسی کنترل حرکت، در حرکات ارادی است که از طریق تحلیل الکترومیوگرافی سطحی (Surface Electromyography: sEMG) محاسبه می‌گردد. این شاخص شامل دو مقیاس عددی است؛ یکی، برآیند فعالیت عضلانی ثبت شده حین کار حرکتی ارادی (Magnitude) و دیگری توزیع sEMG عضلات ثبت شده (ضریب قرینگی (Similarity index: SI)) می‌باشد. برخلاف روش‌های قدیمی که مجبور بودیم فعالیت هر عضله را به صورت مجزا مقایسه کنیم، با استفاده از این شاخص می‌توانیم فعالیت چند عضله را با هم در نظر گرفته و بین افراد مقایسه کنیم. (۵) علاوه بر این، در محاسبه‌ی این شاخص، به دلیل اینکه هر فرد را با خودش می‌سنجیم، [روش محاسبه ضریب قرینگی به این شکل است که سطح فعالیت عضلات (Root mean square: RMS) نسبت به میانگین RMS تمام عضلات سنجیده می‌شد. تاثیر تغییرپذیری آمپلی تود sEMG مابین افراد را کاهش می‌دهیم و لازم به نرمال نمودن داده‌ها برای مقایسه دو گروه نیست. هدف از مقایسه‌ی استراتژی‌های کنترل حرکت زانو در دو زنجیره‌ی باز و بسته‌ی حرکتی در زنان مبتلا به سندرم درد کشکی رانی و زنان سالم با استفاده از معیار شاخص پاسخ ارادی این است که در صورت مشخص شدن تفاوت در فعالیت عضلات زانو بین دو گروه، می‌توان زمینه‌ی بیشتری را برای طراحی روش درمانی فراهم نمود.

روش بررسی

این مطالعه از نوع مقطعی - مقایسه‌ای بوده و در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام شد. روش نمونه‌گیری غیر احتمالی بوده است. ۱۲ زانوی سالم و ۱۲ زانوی بیمار (۶ زن در هر گروه) مورد بررسی قرار گرفتند. همگی نمونه‌ها از بین سنین ۲۰-۳۰ سال انتخاب شدند. معیارهای ورود بیماران عبارت بودند از داشتن درد حداقل به مدت ۶ ماه، تشدید درد با یکی از فعالیت‌های بالا و پایین رفتن از پله، دویدن و دو زانو نشستن طولانی مدت، مثبت بودن آزمون Clark's sign، داشتن سه مورد از علائم روتیشن خارجی بیش از حد تیبیا، پروریشن غیر طبیعی پا، تیبیا وارا، ژنووآروم، امتداد نادرست پتلا، صدای کریپیتاسیون مفصل پتلوفمورال هنگام وزن اندازی، ژنوریکورواتوم، سفتی رتیناکولوم خارجی، سفتی ایلپوتیبیال باند، سفتی عضله همسترینگ، سفتی عضله گاستروکنمیوس و آتروفی مشهود عضله‌ی وستوس مدیالیس ابلیک و نداشتن آسیب جدی در اندام تحتانی. معیار خروج افراد،

سپس با استفاده از فرمول شماره ۲ ضریب قرینگی به دست می آمد.

$$\text{فرمول ۲} \quad SI = \frac{\sum_i (RV_i PRV_i)}{|RV||PRV|} \quad (۵)$$

از نرم افزار SPSS ویراست ۱۷ جهت تجزیه و تحلیل اطلاعات استفاده شد. ضریب قرینگی و برآیند فعالیت عضلات به دست آمده پس از آزمون کولموگروف - اسمیرنوف و مشخص شدن توزیع نرمال آنان با استفاده از آزمون تی مستقل بین دو گروه مقایسه شدند. سطح معنی داری برای کلیه آزمون ها $p < 0.05$ در نظر گرفته شد.

یافته ها

مقایسه اطلاعات مربوط به سن، قد، وزن و شاخص جرم بدن توسط آزمون تی مستقل تفاوت معنی داری را بین گروه سالم و بیمار نشان نداد. ($P > 0.05$) نتایج در جدول آورده شده است.

جدول ۱- مقایسه میانگین مشخصات آنتروپومتریک افراد سالم و بیمار

مشخصات آنتروپومتریک	افراد سالم		افراد بیمار	
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار
سن (سال)	۲۵/۴۲	۲/۴۶	۲۴/۷۵	۲/۲۶
قد (سانتی متر)	۱۶۲/۹۱	۵/۸۶	۱۶۳/۰۸	۵/۷۲
وزن (کیلوگرم)	۵۷	۷/۰۳	۵۵/۸۳	۸/۲۷
شاخص جرم بدن	۲۱/۴۵	۲/۲۴	۲۰/۹۵	۲/۷۲

اکستشن با استفاده از آزمون تی مستقل تفاوت معنی داری نشان نداد. ($p > 0.05$) نتایج در جدول ۲ آورده شده است.

با استفاده از نرم افزار pro5 که در محیط برنامه اکسل طراحی شده بود، شاخص پاسخ ارادی محاسبه شد. RMS تمام عضلات در سه تکرار به همراه سطح فعالیت استراحت آنها را در نرم افزار وارد می کردیم، برآیند فعالیت عضلات با جمع ریاضی آنها با توجه به سطح فعالیت استراحت محاسبه میشد. ضریب قرینگی نسبت به پیش الگو سنجیده شد. در محاسبه پیش الگو فرض این بود که سطح فعالیت همه عضلات یکی بوده است که PRV را تشکیل می دهد. البته در واقع، داده های نمونه ها اینگونه نیست و سطح فعالیت عضلات متفاوت هستند که RV را توسط فرمول شماره ۱ تشکیل می دهند. فرمول ۱

$$RV = \frac{[R_1 + R_2 + R_3 + R_4]}{\sqrt{\sum R_i^2}}$$

در این فرمول R_i میانگین RMS هر عضله در سه تکرار است و شماره های یک تا چهار نشان دهنده ی چهار عضله ی تست شده می باشند.

مقایسه ضریب قرینگی بین گروه سالم و بیمار در آزمون های زنجیره باز و بسته در هر یک از فازهای فلکشن و

جدول ۲- مقایسه میانگین ضریب قرینگی (SI) فعالیت عضلات وستوس مدیالیس ابلیک، رکتوس فموریس، وستوس لترالیس و بایسپس فموریس در آزمون های زنجیره باز و بسته در هر یک از فاز های فلکشن و اکستشن بین گروه سالم و بیمار

ضریب قرینگی	افراد سالم		افراد بیمار	
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار
حرکت اکستشن، آزمون ۱۰ نیوتن	۰/۵۵	۰/۰۷	۰/۵۴	۰/۰۷
حرکت اکستشن، آزمون ۲۰ نیوتن	۰/۵۵	۰/۰۶	۰/۵۵	۰/۰۶
حرکت اکستشن، آزمون زنجیره بسته	۰/۵۳	۰/۰۳	۰/۵۱	۰/۰۸
حرکت فلکشن، آزمون ۱۰ نیوتن	۰/۲۷	۰/۰۶	۰/۲۹	۰/۰۵
حرکت فلکشن، آزمون ۲۰ نیوتن	۰/۲۵	۰/۰۴	۰/۲۷	۰/۰۳
حرکت فلکشن، آزمون زنجیره بسته	۰/۵۶	۰/۰۸	۰/۵۱	۰/۱

آماري تفاوت معنی‌داری دیده نشد. ($p > 0.05$) نتایج در جدول ۳ آورده شده است.

شاخص بزرگی هم بین گروه سالم و بیمار در آزمون‌های زنجیره باز و بسته در هر یک از فازهای فلکشن و اکستنشن با استفاده از آزمون تی مستقل مقایسه گردید و از لحاظ

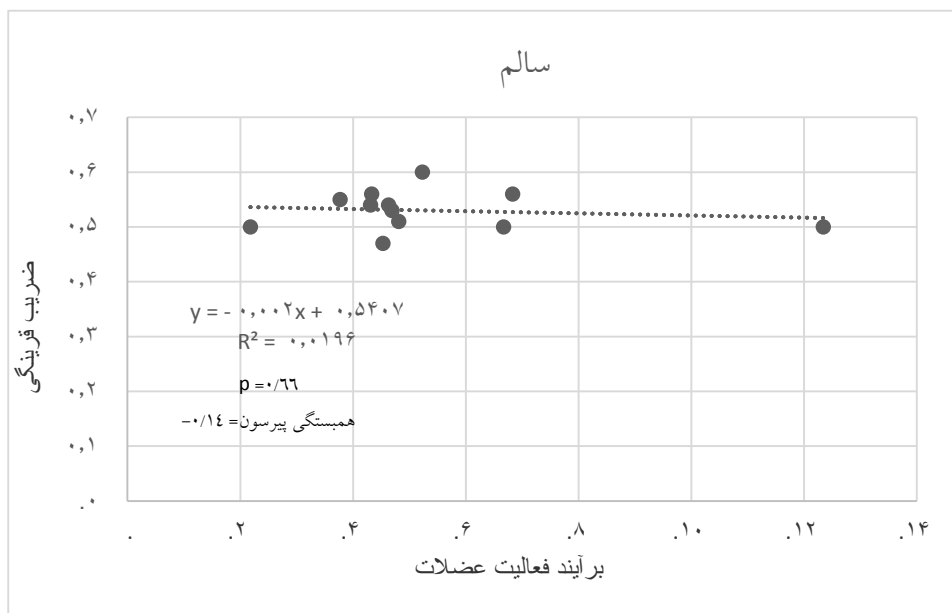
جدول ۳- مقایسه میانگین برآیند فعالیت عضلات (Magnitude) وستوس مدیالیس ابلیک، رکتوس فموریس، وستوس لترالیس و بایسپس فموریس در آزمون‌های زنجیره باز و بسته در هر یک از فازهای فلکشن و اکستنشن بین گروه سالم و بیمار

بیمار		افراد سالم		برآیند فعالیت عضلات
انحراف معنی داری	میانگین (میکروولت)	انحراف معیار (میکروولت)	میانگین (میکروولت)	
۰/۸۲	۲/۲۸	۴/۷۶	۲/۹۲	حرکت اکستنشن، آزمون ۱۰ نیوتن
۰/۹۵	۳/۴۱	۶/۰۳	۲/۳	حرکت اکستنشن، آزمون ۲۰ نیوتن
۰/۶۲	۱/۰۴	۳/۹۸	۲/۵۱	حرکت اکستنشن، آزمون زنجیره بسته
۰/۴۶	۳/۶۸	۷/۲۷	۶/۶۶	حرکت فلکشن، آزمون ۱۰ نیوتن
۰/۳۸	۷/۸۵	۱۰/۶۶	۶/۸	حرکت فلکشن، آزمون ۲۰ نیوتن
۰/۲۲	۱/۰۸	۴	۱/۷۹	حرکت فلکشن، آزمون زنجیره بسته

از آزمون پیرسون، در گروه بیماران در آزمون زنجیره باز، همبستگی بین این دو متغیر مشاهده شد. در حالیکه در گروه سالم، همبستگی وجود نداشت. نمودار شماره ۱ تا ۴ به عنوان نمونه آورده شده اند.

در بررسی تابع خطی رگرسیون با رسم نمودار پراکندگی نقطه‌ای SI و Magnitude که نشان دهنده ارتباط بین تفاوت RMS هر کدام از عضلات نسبت به میانگین RMS همه‌ی عضلات (SI) و برآیند فعالیت عضلات (Magnitude) است، تفاوت بین گروه سالم و بیمار را مشاهده کردیم. با استفاده

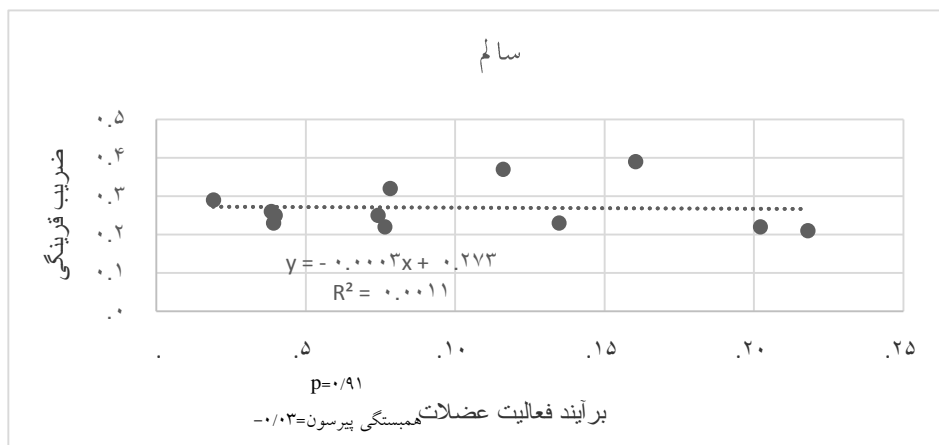
نمودار ۱- ارتباط بین SI و Magnitude در فاز اکستنشن آزمون زنجیره بسته گروه سالم



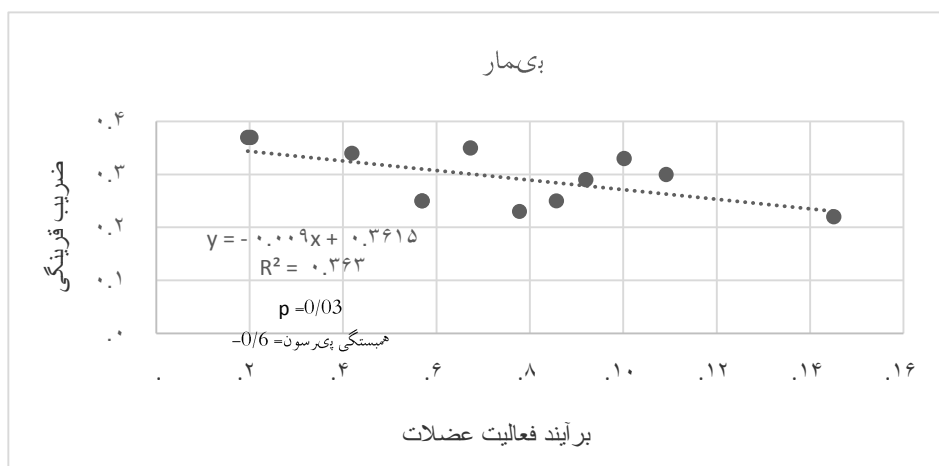
نمودار ۲- ارتباط بین SI و Magnitude در فاز اکستشن آزمون زنجیره بسته گروه بیمار



نمودار ۳- ارتباط بین SI و Magnitude در فاز فلکشن آزمون زنجیره باز ۱۰ نیوتن گروه سالم



نمودار ۴- ارتباط بین SI و Magnitude در فاز فلکشن آزمون زنجیره باز ۱۰ نیوتن گروه بیمار



بحث

گروه بیماران در آزمون زنجیره باز، همبستگی بین SI و Magnitude مشاهده شد.

نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که شاخص پاسخ ارادی (ضریب قرینگی و برآیند فعالیت عضلات) در گروه بیماران در مقایسه با گروه سالم تفاوت معناداری نداشته است. همچنین در

با توجه به معنادار نشدن تفاوت بین دو گروه می‌توان این نتیجه را گرفت که گروه بیماران در این مطالعه، تفاوت زیادی با گروه سالم نداشته‌اند و کنترل حرکت این بیماران از دیدگاه شاخص پاسخ ارادی دچار اختلال یا تغییر نشده است و فعالیت عضلات در گروه بیمار همانند افراد سالم می‌باشد.

این یافته‌ها با نتایج مطالعه‌ی Talebian و همکاران (۷)، که بر روی عضلات تنه در افراد مبتلا به کمردرد کار کرده‌اند، تطابق دارد. در این مطالعه به بررسی SI عضلات فلکسور و اکستانسور حین حرکت فلکشن و اکستنشن تنه پرداخته‌اند، اما ضریب قرینگی چه در قبل و چه در بعد از خستگی، بین دو گروه سالم و بیمار تفاوت معناداری را نشان نداده است.

همینطور در مطالعه Cheng و همکاران (۸) که بر روی عضلات ناحیه گردن در افراد مبتلا به گردن درد مزمن کار کرده است، Magnitude تفاوت معناداری را بین دو گروه نشان نداده است. نتایج این دو مطالعه و مطالعه حاضر را در تایید این ایده می‌توان در نظر گرفت که ممکن است "شاخص پاسخ ارادی" از حساسیت بالایی برای افتراق تغییرات کنترل حرکت ناشی از درد برخوردار نباشد.

اما نتایج ما با یافته‌های Khatamsaz و همکاران (۹) در تضاد است. آنان گزارش کرده‌اند که در مقایسه‌ی بیماران مبتلا به سندرم درد کشکی-رانی با گروه سالم، ضریب قرینگی عضلات کوآدریپس بیماران کاهش معناداری را نشان داده است. این اختلاف می‌تواند ناشی از تفاوت در روش اجرای آزمون‌ها باشد. در تحقیق ما آزمون زنجیره باز توسط دستگاه ایزوکینتیک و در مطالعه‌ی آنها در لبه‌ی تخت و بدون استفاده از دستگاه صورت گرفته است. همینطور آزمون زنجیره بسته در مطالعه‌ی ما تا زاویه ۶۰ درجه و برای آنها تا زاویه ۸۰ درجه بوده است. به عبارت دیگر این تغییر در نحوه انجام آزمون‌ها می‌تواند بر روی الگوی استفاده از چند عضله تاثیر بگذارد.

با توجه به اینکه در تحقیق ما میانگین میزان درد در گروه بیماران ۳/۶۵ بوده است، می‌توان نتیجه گرفت که احتمالاً شاخص پاسخ ارادی در اختلالات با شدت کم، قدرت تشخیص مناسبی ندارد و این معیار در اختلالات شدیدتر و نیز اختلال در مراکز کنترل حرکت مانند آسیب به طناب نخاعی، توانایی افتراق دهندگی خود را نشان می‌دهد. (۵ و ۱۰)

نتیجه‌ی دیگر این مطالعه این بود که ارتباط بین SI و Magnitude در گروه بیماران در آزمون زنجیره باز یک

همبستگی قوی را نشان داد در حالیکه به صورت طبیعی نباید ارتباطی وجود داشته باشد. این موضوع نشان دهنده یک مدل همگن در گروه بیماران است و استراتژی freezing و کارکرد همزمانی عضلات (co-contraction) را نشان می‌دهد در صورتی که در گروه افراد سالم واریانس زیاد را مشاهده می‌کنیم که بیانگر coactivation در عضلات است. coactivation در افراد سالم بیانگر پراکندگی زیاد و توزیع متفاوت فرمانهای نزولی سیستم عصبی مرکزی به عضلات مختلف در حین اجرای یک حرکت می‌باشد تا اصل اقتصادی بودن (economized) و کارآمدی (efficient) در نظر گرفته شود. (۱۱) این یافته با نتیجه‌ی مطالعه‌ی Besier و همکاران (۱۲) تطابق دارد. آنها دریافته‌اند که افراد مبتلا به سندرم درد کشکی رانی در مقایسه با گروه کنترل، co-contraction بزرگتری در عضلات کوآدریپس و همسترینگ خود، حین راه رفتن دارند. این افزایش در co-contraction ممکن است باعث بهبود ثبات مفصلی زانو و کمک به ایجاد راستای صحیح کشکک در شیار تروکله آ گردد. همچنین می‌توان فرض کرد که افزایش در co-contraction منجر به افزایش نیروی تماسی در مفصل و در نهایت ایجاد درد در این بیماران می‌گردد.

از محدودیت‌های مطالعه‌ی حاضر می‌توان به این مساله اشاره کرد که شرایطی همچون تحت درمان قرارگرفتن، فیزیوتراپی و ورزش کردن به عنوان متغیر مخدوش کننده بر روی نتایج، در انتخاب نمونه‌های بیمار در نظر گرفته نشد. پیشنهاد می‌کنیم که در مطالعات آینده علاوه بر در نظر گرفتن این مساله، بیماران با شدت درد و اختلال بیشتر انتخاب شوند تا قدرت افتراق دهندگی شاخص پاسخ ارادی در این شرایط هم ارزیابی گردد.

همچنین با توجه به نتایج مطالعه، پیشنهاد می‌کنیم در درمان بیماران مبتلا به سندرم درد کشکی رانی، از بیوفیدبک در تمرین درمانی استفاده گردد.

قدردانی

این مقاله بخشی از پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی می‌باشد با کد IR.TUMS.REC.۱۳۹۴.۲۰۹۳ که با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی تهران صورت گرفته است. بدین وسیله از معاونت پژوهشی دانشکده توانبخشی، برای فراهم کردن امکانات لازم جهت اجرای این مطالعه تشکر می‌کنیم.

REFERENCES

1. DeHaven K, Lintner D. Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. *The American Journal of Sports Medicine*. 1986;14(3):218-24.
2. Piva SR, Goodnite EA, Childs JD. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2005;35(12):793-801.
3. Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population a two-year prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2000;28(4):480-9.
4. McConnell J. Rehabilitation and nonoperative treatment of patellar instability. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*. 2007;15(2):95-104.
5. Lee DC, Lim HK, McKay WB, Priebe MM, Holmes SA, Sherwood AM. Toward an objective interpretation of surface EMG patterns: a voluntary response index (VRI). *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004;14:379-88.
6. Hermens, Hermie J, Freriks B, Merletti R, Dick Stegeman, Joleen Blok, Günter Rau, Cathy Disselhorst-Klug, and Göran Hägg. "European recommendations for surface electromyography." *Roessingh Research and Development* 1999;8(2): 13-54.
7. Talebian S, Hosseini M, Bagheri H, Olyaei GR, Rezasoltani A. Trunk muscle fatigue in subjects with a history of low back pain and a group of healthy controls measured by similarity index. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2011;24:17-22.
8. Cheng CH, Wang JL, Lin JJ, Wang SF, Lin KH. Position accuracy and electromyographic responses during head reposition in young adults with chronic neck pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20:1014-20.
9. Khatamsaz S, Moosavi M, Talebian S. Neurophysiological changes following muscle fatigue in healthy subjects and patients with anterior knee pain syndrome. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2012;6(1):62-9
10. McKay WB, Lee DC, Lim HK, Holmes SA, Sherwood AM. Neurophysiological examination of the corticospinal system and voluntary motor control in motor-incomplete human spinal cord injury. *Experimental Brain Research*. 2005;163: 379-387.
11. Winter DA, *Biomechanics and motor control of human movement*, Fourth Edition. John Wiley & Sons, 2009;25-26,151-152,288-290.
12. Besier ThF, Fredericson M, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. *Journal of Biomechanics*. 2009 May 11; 42(7): 898-905

Research Article

Comparing motor control strategies of the knee joint, in open and closed kinetic chain, in patients with patellofemoral pain syndrome and healthy females

Aleahmad M¹, Bagheri H^{2*}, Talebian Moghadam S², Olyae GR², Hadian MR²

1- MSc Student, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2- PhD, Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Abstract

Background and Aim: The structure and function of the hamstring and quadriceps can contribute to the development and process of patellofemoral pain syndrome. As open and closed kinetic chain exercises have different effects on the knee joint, the aim of the current study was to investigate motor control of knee joint in both kinetic chains according to voluntary response index aspect.

Materials and Methods: 12 healthy knees and 12 injured knees (6 females in each group) were examined. Surface electromyography were performed in knee muscles including vastus medialis oblique, rectus femoris, vastus lateralis and biceps femoris while the subjects were doing flexion-extension of knee joint by isokinetic dynamometer system and one leg semi-squat movement. Then voluntary response index was calculated.

Results: There were no significant difference between the patients and healthy groups ($p>0.05$). In the patient group, correlation between similarity index and magnitude was seen.

Conclusion: Probably in the low intensity patellofemoral syndromes, voluntary response index could not differentiate between healthy and the patient groups. In the patients with patellofemoral syndrome group, correlation between similarity index and magnitude may represent co-contraction in their muscles.

Keywords: Patellofemoral pain syndrome, Motor control, Voluntary response index, Surface electromyography

***Corresponding Author:** Dr. Hossein Bagheri, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences.

Email: hbagheri@tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS)